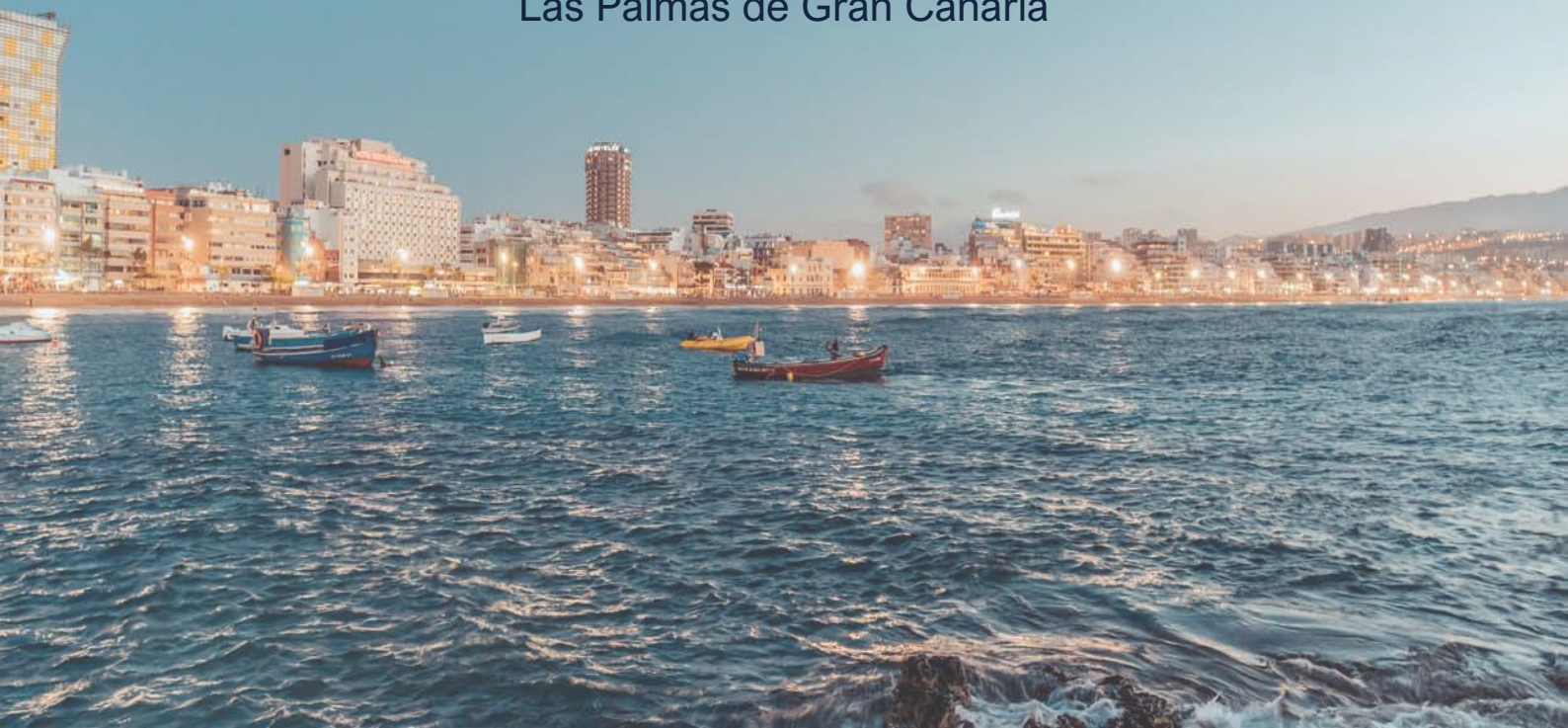


Programa Detallado y Libro de Resúmenes

IX Reunión del Capítulo Español de la
Sociedad Europea de Biomecánica
(ESB)

24 y 25 de octubre de 2019

Las Palmas de Gran Canaria



Estudio del efecto de abducción del pulgar en una prótesis de mano de bajo coste: una propuesta de Benchmark

Andrés F. J.¹, Iserte J. L.¹, Fuentes J.¹, Pérez A.¹

¹ Dpto. Ingeniería Mecánica y Construcción, Universidad Jaume I, España, fandres@uji.es

Introducción

La irrupción en el ámbito doméstico de la tecnología de impresión en 3D por deposición fundida (FDM) ha permitido mejorar los diseños de prótesis de mano bajo coste (BC) que intentan cubrir las necesidades más básicas con el mínimo tiempo y coste (normalmente menos de 450€^{1,2}), bajo la premisa de "hágalo usted mismo" (DIY).

Hoy en día, muchos diseños de manos de BC pueden descargarse libremente como un archivo de estereolitografía (.stl) desde distintos repositorios de diseño (*instructables.com*, *thingiverse.com*) o, más explícitamente, desde iniciativas sin ánimo de lucro como e-NABLE³, Open Hand Project¹ y Openbionics⁴. La experiencia de uso con estos diseños sigue poniendo de manifiesto la necesidad de estandarizar las pruebas para caracterizar y comparar la mecánica de todas las tipologías de prótesis de mano de BC. El presente trabajo compara la funcionalidad y la actuación mecánica de dos variantes del modelo de una prótesis de mano de bajo coste. En el proceso, se proponen diferentes técnicas y se evalúa su interés para formar parte de un *benchmark*.

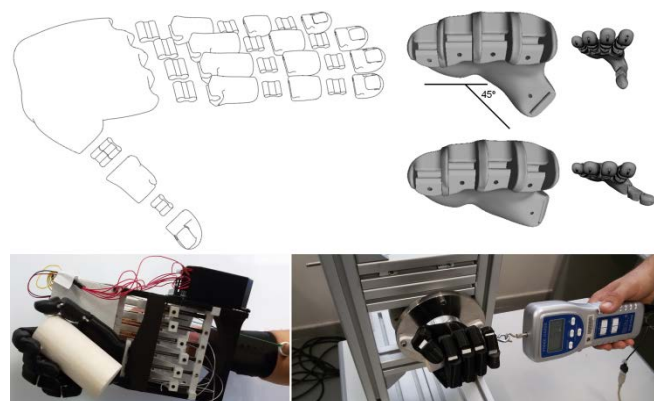


Figura 1. Arriba, arquitectura de la mano Limbitless en sus dos versiones. Abajo, ensayo SHAP con adaptador a mano sana (izda.), y en banco fijo (dcha.)

Material y métodos

Desarrollada por la University of Central Florida, la mano Limbitless⁵ tiene un diseño antropomorfo subactuado por tendón (cable), en el que cada dedo incluye las articulaciones interfalángicas distal y proximal (IFD, IFP), y metacarpofalángica (MCF) (el pulgar sólo IFD y MCF). Está disponible en dos versiones en la misma descarga⁶ (Figura 1): (a) sin abducción palmar del pulgar, y (b) con una abducción palmar del pulgar fija de 45°. El tiempo invertido en la impresión de esta mano es de unas 16 horas, con un coste de material de 10€ (sin motores).

Se realizaron dos grupos de ensayos:

a) El Southampton Hand Assessment Procedure (SHAP)⁷ se utilizó para evaluar la *funcionalidad* de la prótesis. Registra el tiempo de realización de 26 tareas (una repetición por tarea, utilizando objetos abstractos, y simulando actividades de la vida diaria (AVDs)). El test ha demostrado brindar puntuaciones equivalentes entre sujetos amputados y sujetos sanos empleando un adaptador⁸, como el empleado por los tres sujetos en este estudio (Figura 1, abajo, izda.).

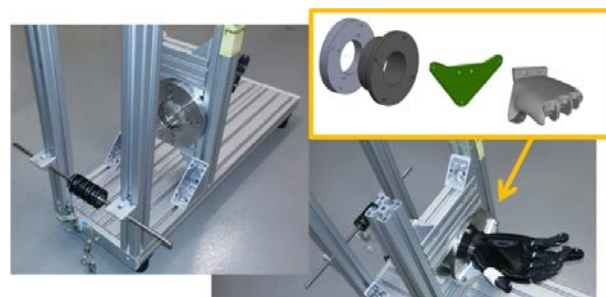


Figura 2. Bancada fija de ensayos

b) Bancada fija (Figura 2): con el fin de realizar pruebas comparables de las *prestaciones mecánicas* de cada mano, se diseñó una bancada con perfiliería modular de aluminio. La palma se ancla mediante una brida circular reorientable, y la acción a cada dedo mediante el tendón se efectúa a través del hueco central de la brida. Los dedos de ambas manos fueron accionados por cargas iguales, primero de 20N cada uno, repitiendo el proceso con 40N cada uno. Las cargas están suspendidas por un sistema de poleas de fricción despreciable, en un segundo soporte. Se realizaron dos conjuntos de experimentos: 1) Para evaluar la *ventaja mecánica* (VM) de los dedos pulgar e índice (arquitectura representativa del resto); 2) Para medir la resistencia al resbalamiento de diferentes objetos agarrados con las manos. Para el primer experimento, el dedo estudiado se sujetó inicialmente en tres posturas diferentes (extendida, completamente flexionada y semiflexionada) para, secuencialmente y de distal a proximal, liberar cada falange y medir la fuerza que realiza en todo el recorrido desde la extensión hasta la flexión completa, y vuelta a la extensión, con un dinamómetro PCE-FM50® ($f=6.5$ Hz). Para el segundo grupo de experimentos se emplearon tres cilindros (diam. 22/29/50 mm, 28/48/48 g) y una placa (60x60x5 mm, 49g). Los objetos se presentaron al mejor agarre posible de cada mano colocada con la palma hacia arriba. Todos los objetos se forraron con papel para que tuvieran la misma textura. Se conectó un cable a un extremo del objeto (Figura 1, abajo, dcha.) y se realizó

tracción sobre él en dirección hacia el meñique con el mismo dinamómetro, registrándose la máxima fuerza de tracción antes del resbalamiento del objeto con la mano.

Cada medición se repitió tres veces y se promedió el resultado. Tanto para los ensayos del SHAP como los realizados con objetos sobre la plataforma, el agarre empleado fue el mejor posible para la tarea, sin ninguna otra restricción.

Resultados y discusión

El Índice de Funcionalidad del SHAP (IoF) describe el desempeño del sujeto durante el SHAP, para todas las tareas (Figura 3). Las puntuaciones de cada *perfil de funcionalidad* (FP) describen el rendimiento específico durante el SHAP en base a seis agarres funcionales (esférico, cilíndrico, pinza, trípode, lateral, y extensión) y utilizan la misma escala que el IoF. Dada la laxitud en la exigencia respecto a la postura de agarre, un FP bajo para un agarre en particular garantiza que el dispositivo es ineficiente en tareas que involucren esa forma de agarre, como sería en el caso de los agarres tipo *pinza* y *trípode*.

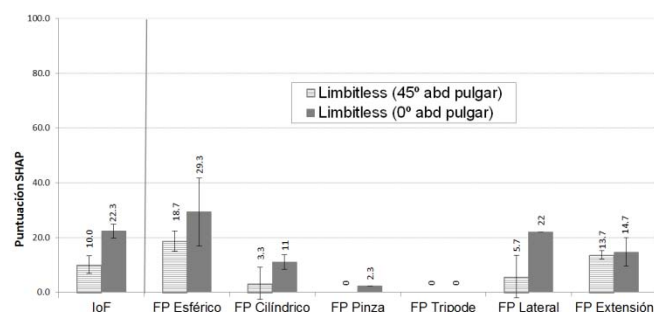


Figura 3. Puntuaciones en IoF del SHAP (media y desviación típica), para cada mano

La figura 4 muestra los tiempos mínimos en las tareas con objetos abstractos ligeros. El tiempo medio de los agarres exitosos de la Limbitless con 45° de abducción es mayor que en el diseño sin abducción (12.3 s frente a 9.7 s). La mayoría de las tareas abstractas de objetos pesados no se completaron porque los objetos resbalaban.

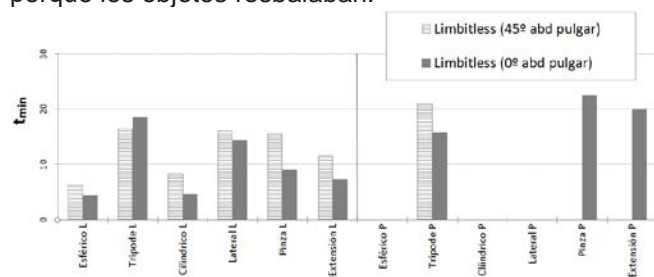


Figura 4. Tiempos mínimos registrados en tareas con objetos abstractos (sin tiempo en las no realizadas).

La arquitectura de los dedos en ambas manos es similar, lo que brinda resultados de VM parejos para ambos modelos (Tabla 1). Se observa que la VM es mayor, con la carga de 20N, especialmente en las falanges más distales, lo que se atribuye a la gran influencia del rozamiento en el tendón con cargas mayores.

La Figura 5 muestra la fuerza de tracción que provoca el resbalamiento de los diferentes objetos en cada una de las manos.

Tabla 1: Máximos en la VM para el curso del recorrido de cada falange (promedio de las tres posturas de inicio)

| Abd. Pulgar. | F _{actuación} | Índice | | | Pulgar | |
|--------------|------------------------|--------|------|-------|--------|-------|
| | | Prox. | Med. | Dist. | Prox. | Dist. |
| 45° | 40N | 0.5 | 0.8 | 0.9 | 0.6 | 0.9 |
| | 20N | 0.6 | 1.0 | 1.2 | 0.6 | 1.2 |
| 0° | 40N | 0.6 | 0.7 | 0.8 | 0.6 | 0.9 |
| | 20N | 0.5 | 0.8 | 1.2 | 0.6 | 0.9 |

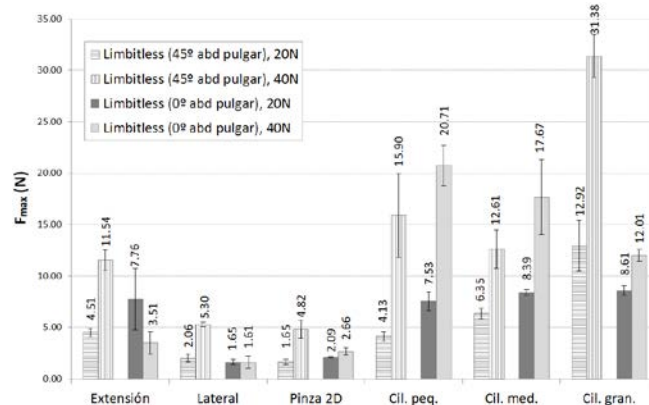


Figura 5. Fuerzas necesarias para provocar deslizamiento (media y desviación típica).

Conclusión

Los estudios de VM se muestran repetibles para ambas manos, dado que la arquitectura de los dedos es análoga. Se observa que un aumento de la fuerza de actuación conlleva una mayor pérdida por rozamiento.

En el caso del modelo estudiado, en el test de resbalamiento, la mayor abducción del pulgar mejora la sujeción del cilindro de mayor diámetro y de la placa, si bien parece contraproducente para la sujeción de cilindros de diámetros pequeños. La abducción del pulgar a 45° se muestra contraproducente en la funcionalidad global, como demuestran las puntuaciones y los registros de tiempos del SHAP.

Los ensayos con el SHAP cubren aspectos relacionados con la funcionalidad, mientras que los ensayos realizados en banco miden objetividad a las capacidades mecánicas. Los ensayos realizados, son una propuesta válida de cara a la configuración de un *benchmark* repetible.

Agradecimientos

BENCH-HAND; MEC - DPI2017-89910-R.
SUBHAND; GV/2018/125

Referencias

- [1] Gibbard J., www.openhandproject.org [20-Jul-2019]
- [2] Elmansy R., Des. Manag. Rev. 26, 1:24-31, 2015
- [3] e-NABLE: <http://enablingthefuture.org> [3-Aug-2019]
- [4] J. Gibbard, www.openbionics.com. [1-Jul-2019]
- [5] Limbitless solutions: <https://limbitless-solutions.org> [1-Jun-2019]
- [6] UCFarmory and Enablingthefuture, www.thingiverse.com/thing:408641 [11-Jun-2019]
- [7] Metcalf C., 2017: www.shap.ecs.soton.ac.uk. [22-Oct-2018]
- [8] Segil J.L., et al., IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng. 25, 6:618-627, 2017